



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102641137 A

(43) 申请公布日 2012. 08. 22

(21) 申请号 201210036281. 7

(22) 申请日 2012. 02. 17

(30) 优先权数据

13/029, 369 2011. 02. 17 US

(71) 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 C. 马尔克 范列湘 K. M. 塞金斯

R. 拉泽布尼克 J. 本森

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 马永利 李家麟

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

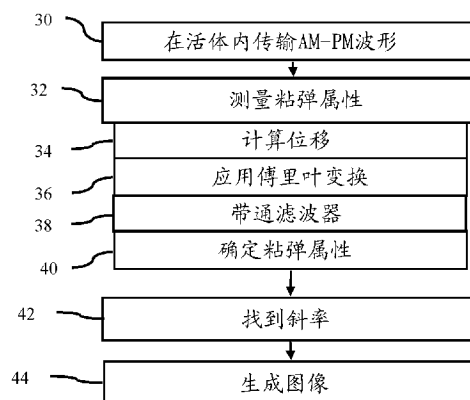
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 4 页

(54) 发明名称

使用幅度 - 相位调制超声波的粘弹性测量

(57) 摘要

本发明涉及使用幅度 - 相位调制超声波的粘弹性测量。对活体中的组织的粘弹属性进行测量(32)。为了收集更多信息和 / 或估计粘性、剪切模量和 / 或其他剪切特性,将幅度和相位调制波形传输(30)至组织。由波形引起的随时间的位移包括与对不同频率的响应相关联的位移。通过检查频域中的位移,可以针对不同频率计算(40)一个或多个粘弹属性。频率响应可以指示组织的健康状况。



1. 一种用于对活体中的组织的粘弹属性进行测量(32)的方法,所述方法包括:
传输(30)包括不同时间处、不同频率下的周期的幅度调制和相位调制波形,所述不同频率处于频率范围内,所述幅度调制和相位调制波形被传输至患者体内的组织;
响应于所述幅度调制和相位调制波形,计算(34)所述组织的作为时间的函数的位移,所述位移是根据对所述组织的扫描来计算的;
对随时间的位移应用(36)傅里叶变换;以及
根据剪切波方程的傅里叶变换和随时间的位移的傅里叶变换来确定(40)所述粘弹属性。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述幅度调制和相位调制波形包括所述范围内的线性调频脉冲扫频。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述幅度调制和相位调制波形包括与具有相位变化项的正弦幅度调制相乘的正弦载波。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,计算(34)位移包括:利用与传输(30)交织的超声来扫描所述组织;以及计算(34)作为来自所述扫描的数据之间的相关性的函数的所述组织在所述扫描之间的位移。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,计算(34)位移包括:获取表示在组织对传输(30)做出响应时的不同时间处的所述组织的k空间磁共振数据;减去表示组织不对传输(30)做出响应的参考k空间磁共振数据;以及根据所述减去的结果来计算(34)位移。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,应用(36)傅里叶变换包括:将随时间的位移变换至频域中,在频域中,不同时间处的位移对不同频率做出响应。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,确定(40)粘弹属性包括确定粘性。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,传输(30)和确定(40)包括:仅响应于所述幅度调制和相位调制波形和波形的应用期间对所述组织的扫描,在所述频率范围内确定(40)粘弹属性。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,确定(40)包括:确定(40)作为剪切波方程的傅里叶变换的虚部的函数的粘性和作为剪切波方程的傅里叶变换的实部的函数的剪切模量二者。
10. 根据权利要求1所述的方法,还包括找到(42)作为所述范围内的频率的函数的所述粘弹属性的斜率。
11. 根据权利要求1所述的方法,还包括:对随时间的位移应用傅里叶变换的输出进行带通滤波(38),所述带通在宽度以及高频和低频上是所述范围的大约二倍。
12. 一种用于使用超声进行粘弹性测量的方法,所述方法包括:
将幅度和相位调制超声波形传输(30)至患者活体内;以及
根据由所述幅度和相位调制超声波形引起的剪切来测量(32)粘弹属性,所述粘弹属性是在与所述幅度和相位调制超声波形相关联且与在传输(30)期间对所述患者外部应用的压缩量无关的频率范围上测量的。
13. 根据权利要求12所述的方法,其中,传输(30)包括:将超声频率下的正弦载波与具有幅度和相位调制的包络相乘,以使得所述频率的范围处于15 Hz至75 Hz内。
14. 根据权利要求12所述的方法,其中,测量(32)包括:

利用与传输(30)交织的超声来所述患者进行扫描 ;以及

计算(34)所述患者的组织在所述进行扫描的扫描之间由传输(30)引起的位移,所述计算(34)根据来自所述扫描的数据之间的相关性。

15. 根据权利要求12所述的方法,其中,测量(32)包括:

获取表示所述患者在组织对传输(30)做出响应时的不同时间处的组织的k空间磁共振数据 ;减去表示所述组织不对传输(30)做出响应的参考k空间磁共振数据 ;以及根据减去的结果来计算(34)位移。

16. 根据权利要求12所述的方法,其中,测量(32)包括 :对表示作为时间的函数的位移的数据应用(36)傅里叶变换 ;以及计算(34)作为应用(36)傅里叶变换的结果的函数的粘性。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,计算(34)包括 :根据剪切波方程的傅里叶变换的虚部来进行计算(34)。

18. 根据权利要求12所述的方法,还包括找到(42)作为所述范围内的频率的函数的所述粘弹属性的斜率。

19. 一种用于使用超声进行剪切波计算的系统,所述系统包括:

发射波束形成器(12),其在操作中用于生成幅度和相位调制波形;

超声换能器(14),其与所述发射波束形成器(12)相连接,以使得所述超声换能器响应于所述幅度和相位调制波形而将声能传输至患者体内;

接收波束形成器(16),其在操作中用于输出表示作为接收到的声信号的函数的空间位置的数据;

处理器(18),其被配置为估计作为输出数据的函数的随时间的患者体内的位移以及计算作为随时间的患者体内的位移的函数的剪切信息 ;以及

显示器(20),其在操作中用于显示图像,所述图像是所述剪切信息的函数。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述处理器(18)被配置为将随时间的所述患者体内的位移变换至频域中,以及根据频域中的位移,计算作为频率的函数的粘性和剪切模量,所述频率处于与所述幅度和相位调制波形相关联的范围内。

21. 一种用于对活体中的组织的粘弹属性进行测量(32)的设备,所述设备包括:

用于传输(30)包括不同时间处、不同频率下的周期的幅度调制和相位调制波形的装置,所述不同频率处于频率范围内,所述幅度调制和相位调制波形被传输至患者体内的组织;

用于响应于所述幅度调制和相位调制波形计算(34)所述组织的作为时间的函数的位移的装置,所述位移是根据对所述组织的扫描来计算的;

用于对随时间的位移应用(36)傅里叶变换的装置 ;以及

用于根据剪切波方程的傅里叶变换和随时间的位移的傅里叶变换来确定(40)所述粘弹属性的装置。

使用幅度 - 相位调制超声波的粘弹性测量

技术领域

[0001] 本实施例涉及粘弹性测量。具体地,对组织的粘弹属性进行活体测量。

背景技术

[0002] 可以利用流变仪(rheometer)来测量组织样本的剪切模量特性。流变仪是能够使样本经历动态(例如正弦)或静态(例如线性)变形的机械设备。流变仪可以测量对于频率范围的存储剪切模量和损耗剪切模量。该范围是基于材料刚度来限制的,例如对于软组织来说为 1 至 10 Hz。对于医疗用途,从患者处提取组织以置于流变仪中。流变仪不用于活体测量。该测量取决于所提取的组织样本的大小和形状以及由于提取而引起的边界条件。

[0003] 利用超声来对剪切特性进行活体测量。例如,在各种诊断应用(例如,评估肝病)中使用剪切速度检测。对于剪切波检测,沿着扫描线射出超声推进式(pushing)脉冲(例如,一个周期的脉冲)。推进式脉冲生成剪切波,从而引起组织的位移。对该位移进行测量。为了检测剪切波速度,使用沿相同扫描线的多个推进式脉冲以及对应的位移检测扫描。这些剪切测量可以具有有限的信息或取决于压缩水平。

发明内容

[0004] 通过介绍的方式,以下描述的优选实施例包括用于对活体中的软组织的粘弹属性进行测量的方法、指令和系统。为了收集更多信息和/或估计粘性、剪切模量和/或其他剪切特性,将幅度和相位调制波形传输至该组织。由波形随时间推移引起的位移包括与对不同频率的响应相关联的位移。通过检查频域中的位移,可以针对不同频率计算一个或多个粘弹属性。频率响应可以指示组织的健康状况。

[0005] 在第一方面,一种非瞬时性计算机可读存储介质已在其中存储了表示可由编程处理器执行的用于对活体中的组织的粘弹属性进行测量的指令的数据。该存储介质包括用于执行以下内容的指令:传输包括不同时间处、不同频率下的周期的幅度调制和相位调制波形,所述不同频率处于频率范围内,所述幅度调制和相位调制波形被传输至患者体内的组织;响应于所述幅度调制和相位调制波形,计算所述组织的作为时间的函数的位移,所述位移是根据对所述组织的扫描来计算的;对随时间的位移应用傅里叶变换;以及根据剪切波方程的傅里叶变换和随时间的位移的傅里叶变换来确定所述粘弹属性。

[0006] 在第二方面,提供了一种用于使用超声进行粘弹性测量的方法。将幅度和相位调制超声波形传输至患者活体体内。根据由幅度和相位调制超声波形引起的剪切来测量粘弹属性。所述粘弹属性是在与所述幅度和相位调制超声波形相关联且与在传输期间对所述患者外部应用的压缩量无关的频率范围上测量的。

[0007] 在第三方面,提供了一种用于使用超声进行剪切波计算的系统。发射波束形成器可操作于生成幅度和相位调制波形。超声换能器与所述发射波束形成器相连接,使得所述超声换能器响应于所述幅度和相位调制波形而将声能传输至患者体内的组织。接收波束形成器可操作于输出表示作为接收到的声信号的函数的空间位置的数据。处理器被配置

为估计作为输出数据的函数的所述组织随时间的位移并计算作为所述组织随时间的位移的函数的剪切信息。显示器可操作用于显示图像,所述图像是所述剪切信息的函数。

[0008] 本发明由下面的权利要求限定,并且该部分中的内容均不应被视为对这些权利要求的限制。以下结合优选实施例讨论本发明的其他方面和优势并且稍后可以独立地或组合地要求保护本发明的其他方面和优势。

附图说明

[0009] 组件和图不必按比例绘制,而是将重点放置于说明本发明的原理。此外,在图中,贯穿不同视图,相似的参考标记表示对应的部分。

[0010] 图 1 是用于对活体中的组织的粘弹属性进行测量的方法的一个实施例的流程图;

图 2 是引发超声传输的剪切的图形图示;

图 3 图示了示例幅度和相位调制波形;

图 4 示出了用于关于图 3 的幅度和相位调制波形的位移检测的扫描的一个实施例;

图 5 图示了在示例磁共振实施例中用于引起目标组织内的剪切波传播的换能器和用于测量位移的射频线圈的相对位置;以及

图 6 是用于使用超声进行剪切波计算的系统的一个实施例。

具体实施方式

[0011] 对组织机械属性进行活体测量。可以对患者体内的任何结构或材料(诸如软组织)的属性进行测量。幅度调制(AM)和相位调制(PM)超声波形引起组织位移。一个 AM-PM 波形在患者内部期望组织处以连续的频率产生振动。利用这一个激励在各个频率下测量组织剪切模量和粘性,从而允许小于 2 秒的测量。较低频率(例如 1-100 Hz)下的相位调制可以提供较高信噪比。AM-PM 波形允许在引发剪切期间或之后收集信息。

[0012] 快速且可靠的方法可以在单个测量中评估针对各个频率的材料刚度。通过收集针对不同频率的测量,结果所得到的材料(例如组织)机械属性的知识可以补充诊断过程。该知识可以包括定量参数,例如应力、粘性和 / 或剪切模量。定量参数与对组织应用的压缩量无关,这是由于这些参数是位移的导数。频率响应可能与压缩无关。该知识可以包括定性参数,诸如位移。位移可以取决于在组织处应用的压力量。该知识可以包括所导出的信息。剪切模量相对于频率的斜率和 / 或粘性相对于频率的斜率可以提供与组织机械属性有关的信息,所述组织机械属性与组织病理相关。斜率与预先压缩水平无关。可以重复所述测量以提高精度。由于测量不依赖于接触,因此测量与边界条件、材料大小和形状无关。

[0013] 图 1 示出了用于使用超声进行粘弹性测量的方法。超声传输被用于响应于不同频率而生成组织位移。这样,超声被用于计算粘弹属性。该方法由图 6 的系统或不同的系统实现。此外,可以提供不同的或更少的动作。例如,在没有动作 38、42 和 / 或 44 的情况下执行该方法。作为另一示例,在没有动作 34-40 中的一个或多个的情况下执行动作 32。按所描述或所示的顺序执行动作,但是也可以按其他顺序执行动作。

[0014] 在动作 30 中,传输幅度调制和相位调制波形。超声换能器传输从电波形转换的声波形。将具有幅度调制和相位调制波形的声能传输至患者体内的组织。该传输是在活体中发生的。

[0015] 传输声波形以生成剪切波。该激励是超声推进式脉冲。聚焦声能,从而产生针对每个传输的一个或多个波束。该激励是使用相控阵和/或机械焦点来聚焦的。该激励是在允许检测结果所得到的剪切波的位置处聚焦的,例如是在围绕和/或包括可能的肿瘤的组织位置处聚焦的。

[0016] 如图2中所表示的那样,剪切波52由换能器54在聚焦区50处生成,并从聚焦区50横向传播。在一个方向上(例如,水平地)示出了箭头,但是剪切波沿多个方向行进。随着波行进通过组织,剪切波的幅度减小。

[0017] 为了生成剪切波,期望高幅度或功率激励。例如,该激励具有接近但不超过1.9的机械指数。为了谨慎起见并解释探测变化,可以将1.7的机械指数或其他水平用作上限。可以使用更高(例如超过1.9的MI)或更低的功率。沿相同或相邻扫描线进行传输可以使组织的温度随时间升高。生物效应可以包括约41-45°C的组织温度处体温过高、43-45°C以上的温度处蛋白质变性、以及50°C以上的温度处组织坏死。甚至可以在43-45°C以下的温度处影响组织刚度。在43-45°C以上的温度处,可以发生粘性和/或刚度的提高。在50°C以上的温度处,该组织可以具有高刚度和/或高衰减。通过防止超过2摄氏度的温度升高来限制生物效应。备选地,传输可以引起生物效应。

[0018] 电波形和对应的声波形包括不同时间处、不同频率下的周期。不同频率处于频率范围内。该频率范围可以是基于要被检查的组织类型来优化的。例如,胸部组织可以在50 Hz处具有最大位移响应,因此该范围包括50 Hz。作为另一示例,肿瘤可以比软组织更硬,从而在出现最大位移响应处具有更大频率。对于肿瘤测量,频率范围可以更大。在一个实施例中,对于相位调制,频率范围处于15至75 Hz内。

[0019] 任何频率变化函数可以用于相位调制。例如,使用该范围内的线性调频脉冲(chirp)扫频。图3示出了具有幅度和相位调制包络的波形。相位调制开始于最低频率处,并且扫频或逐渐改变至该范围内的最高频率。可以使用其他频率变化,例如非线性、随机或不同频率之间按任何顺序的其他步骤。

[0020] 幅度调制是任何函数。幅度调制将个体频率或频率组彼此分离。

[0021] 在一个实施例中,幅度和相位调制波形是通过将正弦载波(处于MHz范围内)与具有相位变化项(处于Hz范围内)的正弦幅度调制相乘来生成的。具有相位变化项的幅度调制定义了具有幅度和相位调制的包络。波形可以被表示为:

$$x(t) = A \sin(\omega_c t) \times \sin((\omega_m + \Delta \omega_m) t)$$

其中, $x(t)$ 是作为时间的函数的波形, A 是幅度权重, ω_c 是中心频率或载波频率,并且 $\Delta \omega_m$ 是随时间改变的调制频率。在一个实施例中, $\omega_m + \Delta \omega_m$ 在15至75 Hz内变化,但也可以使用其他范围。图3示出了具有15-75 Hz范围的波形。

[0022] 该波形具有任何数目的包络和载波周期。在一个实施例中,该波形具有1333毫秒的足够周期,但是也可以使用更大或更小的时间长度。载波的周期数是几十个、几百个、几千个或更多。包络或调制的周期数是2或更多。

[0023] 组织响应是波形 $x(t)$ 和组织特性的函数。组织随时间的位移 $y(t)$ 可以被表达为波形 $x(t)$ 和组织特性或响应 $h(t)$ 的卷积: $y(t) = x(t) * h(t)$ 。组织响应反映了组织的粘弹属性。

[0024] 在动作 32 中,根据由幅度和相位调制超声波形引起的剪切来测量一个或多个粘弹属性。为了在动作 32 中测量粘弹属性,在动作 34 中,对组织响应于幅度和相位调制波形而随时间的位移 $y(t)$ 进行测量。动作 32 被示为包括动作 34、36、38 和 40。可以提供不同的、增加的或更少的动作。在其他实施例中,使用其他过程来测量粘弹属性。

[0025] 在动作 34 中,计算作为时间的函数的位移。对组织扫描多次,以确定位移,诸如对区域扫描至少三次以确定两个不同时间处的位移。

[0026] 组织的位移响应于幅度调制和相位调制波形。随时间确定由剪切波引起的组织的位移。当剪切波经过给定位置时,该组织以增大至峰值量并且然后随着组织返回静止而减小的量或距离进行位移。由于 AM-PM 波形包括许多周期,因此可以连续地对组织进行位移。幅度调制引起位移随时间的变动,这是由于随着幅度减小,该组织开始返回至正常状态。相位调制导致位移量随时间的变化。

[0027] 使用能够在该组织对推进式波形的响应期间(诸如在应用 AM-PM 波形期间或之后)扫描位移的任何成像形态来扫描该组织。该扫描在该组织返回至松弛或正常状态或位置之前发生,但可以包括在该组织已返回至静止的时间处对该组织的扫描。超声和磁共振成像是根据对该组织的扫描来计算位移的两种可能的形态。

[0028] 对于超声扫描,在与聚焦区相邻和/或分隔的位置处针对 AM-PM 波形检测剪切波 52。为了检测位移,将超声能量传输至经历位移的组织,并接收能量的反射。为了检测对所关注的区域中的剪切波的组织响应,向其他聚焦区进行传输,并在所述其他聚焦区周围执行检测。这些其他传输用于检测剪切波而不是引起剪切波。用于检测的传输可以具有更低功率和/或短脉冲(例如 1-5 个载波周期),并使用与 AM-PM 波形相同或不同的扫描线。用于检测的传输可以具有沿至少一个维度(诸如横向地)的更宽波束剖面,该波束剖面用于同时形成沿多个扫描线的接收样本。可以在一个、两个或更多个方向上监测剪切波。

[0029] 对所关注的区域进行监测以检测剪切波。所关注的区域是任何大小的,诸如围绕 AM-PM 波形的聚焦位置横向 6 mm 且轴向 10 mm。该检测区是通过超声来监测的。例如,执行 B 模式扫描,以检测由剪切波引起的组织位移。可以使用多普勒、彩色血流或其他超声模式来监测剪切波。

[0030] 针对任何数目的扫描线执行监测。例如,响应于每个传输,形成四个接收波束。在传输激励以生成剪切波之后,沿一个或多个传输扫描线重复执行 B 模式传输,并沿对应的接收扫描线重复执行接收。在其他实施例中,响应于每个传输,形成仅单个接收波束或其他数目的接收波束。超声数据中的一些(诸如,在重复的开始或结束处)可能不对剪切波做出响应。

[0031] 多次执行用于检测的传输和接收,以确定由于随时间的位移而引起的改变。可以使用任何传输和接收序列。可以将对位移的检测与其他扫描(诸如,分别扫描不同位移区)进行交织。

[0032] 将用于检测的传输和接收与幅度和相位调制波形进行交织。例如,每当幅度调制处于或接近于零水平时,都执行一次用于扫描区域的(一个或多个)传输和(一个或多个)接收。作为另一示例,周期性地(例如每 1.67 毫秒)将对组织的扫描与动作 30 的传输进行交织。该交织避免了干扰,例如,在扫描期间停止幅度和相位调制波形,使得最小化来自波形的回声。图 4 示出了将对平面 56 的扫描与幅度和相位调制波形进行交织的示例。交织周

期可以更频繁或更不频繁。当幅度和相位调制在停止位移扫描之后继续时,波形从波形中传输停止的点开始。在备选实施例中,以与幅度和相位调制波形不同的频率或利用与幅度和相位调制波形不同的编码来进行扫描。推进式波形和扫描二者可以同时发生,并且,频率和编码用于将来自其中每一个的回声进行区分。

[0033] 上述讨论所针对的是一个深度或位置。针对一个位置测量粘弹属性。为了监测更大区域,针对其他位置重复动作 30-40。对于每个接收波束位置,提供了运动信息的时间简档,由超声数据表示。针对每个轴向深度以及横向位置提供了分离的时间简档。

[0034] 位移是根据超声扫描数据来计算的。组织在两个扫描之间移动。一个扫描的数据相对于另一扫描中的数据以一维、二维或三维的方式平移。对于每个可能的相对位置,计算相似性的量。利用相关性(诸如互相关性)来确定相似性的量。可以使用绝对差的最小和或者其他函数。与最高或足够相关性的空间偏移指示了位移的量和方向。

[0035] 在不同时间(这顺序扫描相关联)处确定针对给定位置的位移。该位移是相对于扫描数据的初始或参考帧而确定的(即,累积位移)。备选地,该位移是根据扫描数据的紧接先前帧来确定的(这持续地将先前帧指派为参考)(即,递增位移)。给定位置的时间简档指示了由剪切波随时间且响应于幅度和相位调制波形的不同部分而引起的位移。

[0036] 对于利用磁共振进行的扫描,使用了类似的过程。图 5 示出了向至少部分地由磁共振钻孔器(bore)围绕的聚焦区进行传输的换能器 54。该钻孔器包括射频线圈。生成均匀磁场。使用脉冲射频梯度放大器,更改患者体内的分子的旋转。线圈被用于检测更改,从而获取 k 空间数据。

[0037] 不是在序列中的帧之间进行相关,而是获取随时间的位移数据的集合。在不同时间处或在序列中获取表示患者的组织的 K 空间磁共振数据。在组织不受幅度和相位调制波形影响的情况下获取一个集合(参考集合)。在应用幅度和相位调制波形期间获取另一集合。由于波形的超声不与 k 空间数据发生干扰,因此可以在不交织的情况下获取扫描数据。备选地,使用交织。基于幅度调制波形的低幅度部分或者另一函数,扫描的序列是周期性的(例如,每 1.67 ms)。

[0038] 与一个或多个生理周期(诸如心脏或呼吸周期)同步地获取 k 空间数据。在与位移集合相同的周期中的点处获取对参考序列的扫描。尽管在不处理成图像的情况下使用 k 空间数据,但是在备选实施例中使用图像数据。

[0039] 从表示对传输的组织响应的磁共振数据减去表示不响应于传输的组织的参考磁共振数据。备选地,从参考数据减去表示组织响应的数据。减去来自相对于生理周期的类似时间的扫描。该减去使差异隔离。由于剪切波引起差异,因此仍存在偏移的或位移的组织,并且从减去中消除其他信号。

[0040] 在低通滤波或其他处理之后,确定顺序帧之间的位移的量、方向、或者量和方向。在减法数据的每个帧的数据中标识峰值强度点或区域的位置。计算顺序帧之间或不同的帧与参考帧之间的位置差以作为位移。由于在不同时间处应用的幅度和相位调制波形的差异,该位移随时间变化。

[0041] 在动作 36 中,将随时间的位移变换至频域中。对随时间的位移应用傅里叶变换。可以使用任何变换。由于随时间的位移响应于幅度和相位调制波形的不同频率,因此变换至频域中提供了作为频率的函数的不同响应水平。位移 $y(t)$ 的傅里叶变换可以被表示为

$Y(\Omega)$, 其中, Ω 是频率, 即, 位移在频域中的表示。

[0042] 位移或组织响应的变换被表示为:

$$h(t) \xleftrightarrow{FT} H(\Omega) = \frac{Y(\Omega)}{X(\Omega)}.$$

[0043] 在动作 38 中, 对频域中的位移进行滤波。可以使用任何滤波, 诸如带通滤波。基于所传输的幅度和相位调制波形的频率范围来设置带通滤波器的频率范围。声力是压力的平方的函数。由此, 由波形引发的位移或振动是波形的频率的二倍。例如, 波形包括包络的从 15 至 75 Hz 的频率变化, 因此响应位移信息出现在 30 至 150 Hz 处。频率范围的宽度是波形的范围的二倍, 并且, 该范围中的低频和高频是波形的范围的低频和高频的二倍。滤波使该范围或子范围内的信息隔离。不使用该范围外的频率数据, 而使用该范围内的数据, 从而得到带通滤波。可以使用其他带通滤波、其他滤波、其他处理或不使用数据修改过程。

[0044] 在动作 40 中, 根据随时间的位移的傅里叶变换来确定粘弹属性。剪切波可以被表示为:

$$\frac{\partial^2 y_z}{\partial t^2} - c_s^2 \Delta y_z = 0$$

$$\frac{\partial^2 y_z}{\partial t^2} - \left(\mu + \eta \frac{\partial}{\partial t} \right) \Delta y_z = 0$$

可以使用其他剪切波表示。

[0045] 在频域中, 剪切波方程被表示为:

$$\frac{-\omega^2 Y(\Omega)}{\Delta Y(\Omega)} = \mu - \eta \omega j$$

该方程表示剪切波方程的傅里叶变换。根据所使用的剪切波表示和傅里叶变换, 可以使用其他表示。该方程左侧的项是已知的或测量出的, 诸如结果所得到的频域 $Y(\Omega)$ 中的运动(位移), 在等于 AM-PM 频率的二倍的频率 (ω) (例如 $2 \times (15 \text{ 至 } 75 \text{ Hz}) = 30 \text{ Hz 至 } 150 \text{ Hz}$) 处振荡。右侧表示变换后的剪切波方程的虚部和实部。

[0046] 根据频域中的剪切波方程来确定粘弹属性。可以估计任何模量、粘性或剪切值。组织模量值表示组织的硬度或刚度。例如, 对组织的剪切模量进行估计。在备选实施例中, 对杨氏模量进行估计。在其他实施例中, 对其他剪切值进行估计, 不论是定量的还是定性的。

[0047] 在一个实施例中, 确定粘性。根据对傅里叶变换的应用的结果, 计算粘性。可以使用剪切波方程的傅里叶变换的虚部来确定粘性。将虚部除以频率 ω 以提供粘性。这被表示为:

$$\eta = \frac{\text{Im} \left\{ \frac{-\omega^2 Y(\Omega)}{\Delta Y(\Omega)} \right\}}{\omega}.$$

[0048] 在备选或附加实施例中, 确定剪切模量。根据应用傅里叶变换的结果, 计算剪切模量。可以使用剪切波方程的傅里叶变换的实部来确定剪切模量。该实部自身表示剪切模量。

这被表示为：

$$\mu = \operatorname{Re} \left\{ \frac{-\omega^2 Y(\Omega)}{\Delta Y(\Omega)} \right\}.$$

[0049] 可以在频率(ω)的范围内确定粘弹属性(诸如粘性或剪切模量)。例如,位移数据处于 30 至 150 Hz 范围内。在相同范围内确定粘性。可以对频率组或子带的粘性进行平均,诸如提供每 5 Hz 的值。该属性是仅响应于幅度调制和相位调制波形和在应用波形期间对组织的扫描而确定的。未提供但可以提供对动作 30-40 的顺序执行。通过使用具有频率范围的一个波形,可以在短时间段期间测量组织的频率相关响应,诸如足以将波形的扫描和传输进行交织。

[0050] 粘性和剪切模量是定量属性。所述值与所应用的压缩量无关。不需要从声波形或从外部源进行传输的期间对患者的压力来确定定量属性。在备选实施例中,使用定性属性,诸如位移。

[0051] 在动作 42 中,找到作为频率的函数的粘弹属性的斜率(slope)。可以至少在部分或整个频率范围(例如 30-150Hz)内绘制作为频率的函数的属性。将线拟合至图表或数据,从而提供斜率。例如,确定作为频率的函数的粘性和剪切模量的斜率。

[0052] 该斜率可以指示组织的健康状况或辅助诊断。例如,健康的组织可以比肿瘤具有更加水平的粘性斜率。组织的频率响应可以指示组织健康与否。可以计算作为频率的函数的属性的其他函数,例如方差、改变量或曲率。

[0053] 在动作 44 中,生成图像。该图像表示属性。可以显示不同频率上的给定频率处的或根据数据而计算的属性的数值或文本指示。在其他实施例中,输出图表和 / 或线拟合和斜率值。在图像中将粘弹性属性传送至用户。该图像可以是曲线图,诸如作为频率的函数的值的图表。

[0054] 该图像另外可以包括作为空间或位置的函数的属性或其他剪切信息的一维、二维或三维表示。例如,显示整个区域内的剪切速度。剪切速度对灰度调制 B 模式图像中的区域中的像素的颜色进行调制。该图像可以表示位移信息,诸如不同位置的剪切或模(例如剪切模)。显示网格可以与扫描网格和 / 或针对其计算位移的网格不同。作为剪切信息的函数,对颜色、明亮度、亮度、色调或其他特性进行调制。

[0055] 针对其他扫描线和 / 或其他深度重复动作。例如,针对一维、二维或三维区域中的每个位置再次执行动作 30-40。

[0056] 图 6 示出了用于使用超声进行剪切波计算的系统 10 的一个实施例。超声生成剪切波,并且,使用响应于对超声做出响应的组织的扫描数据来确定属性。系统 10 实现图 1 的方法或其他方法。系统 10 包括发射波束形成器 12、换能器 14、接收波束形成器 16、图像处理器 18、显示器 20 和存储器 22。可以提供增加的、不同的或更少的组件。例如,针对对要获得剪切信息的所关注的区域的手动或辅助指定提供用户输入。作为另一示例,提供附加 HIFU 换能器以对该组织进行治疗。系统 10 是医疗诊断超声成像系统。

[0057] 在备选实施例中,系统 10 是个人计算机、工作站、PACS 站、或者处于相同位置处或分布在网络上以用于实时或获取后的成像的其他装置。

[0058] 在另外其他备选实施例中,系统 10 是磁共振系统的一部分。例如,提供了发射波

束形成器 12 和换能器 14, 以传输波形, 从而生成剪切波, 但是未提供接收波束形成器。作为代替, 向磁共振线圈和磁体(诸如如图 5 所示) 提供了处理器 18、存储器 22 和显示器 20 以用于扫描。

[0059] 发射波束形成器 12 是超声发射器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路或其组合。发射波束形成器 12 可操作用于生成用于具有不同或相对幅度、延迟和 / 或定相的多个信道的波形。在响应于所生成的波从换能器 14 传输声波时, 形成一个或多个波束。波形中的每一个是幅度和相位调制波形, 但是具有在聚焦区处提供期望声波形(例如参见图 3) 的相对延迟和变迹法。

[0060] 为了扫描组织位移, 生成发射波束的序列以扫描一维、二维或三维区域。可以使用扇区、矢量®、线性或其他扫描格式。多次扫描相同区域, 诸如如图 4 中所表示的那样。将发射波束形成器 12 的扫描与由发射波束形成器 12 对幅度和相位调制波形的传输进行交织或同步。换能器 14 的相同元件被用于扫描和生成剪切波二者, 但是可以使用不同元件、换能器和 / 或波束形成器。

[0061] 换能器 14 是压电或电容性膜元件的 1 维、1.25 维、1.5 维、1.75 维或 2 维阵列。备选地, 提供了具有机械焦点的单个元件。换能器 14 包括用于在声能与电能之间进行换能的多个元件。例如, 换能器 14 是具有约 64-256 个元件的一维 PZT 阵列。

[0062] 换能器 14 与发射波束形成器 12 相连接以将电波形转换为声波形, 并与接收波束形成器 16 相连接以将声学回声转换为电信号。换能器 14 传输具有幅度和相位调制波形的声能。在患者体内的所关注的组织区或位置处聚焦该波形。响应于将电波形应用于换能器元件, 生成声波形。

[0063] 为了利用超声进行扫描以检测位移, 换能器传输声能并接收回声。接收信号是响应于撞击到换能器 14 的元件上的超声能量(回声) 而生成的。

[0064] 接收波束形成器 16 包括具有放大器、延迟和 / 或相位旋转器、以及一个或多个求和器的多个信道。每个信道与一个或多个换能器元件相连接。接收波束形成器 16 应用相对延迟、相位和 / 或变迹法, 以响应于用于检测的每个传输而形成一个或多个接收波束。接收波束形成器 16 使用接收到的声信号来输出表示空间位置的数据。来自不同元件的信号的对延迟和 / 或定相以及求和提供了波束形成。在备选实施例中, 接收波束形成器 16 是用于使用傅里叶变换或其他变换生成样本的处理器。

[0065] 接收波束形成器 16 可以包括滤波器, 诸如用于将二次谐波或相对于传输频带的其他频带处的信息隔离的滤波器。这种信息可以更可能包括期望的组织、对比剂和 / 或流量信息。在另一实施例中, 接收波束形成器 16 包括存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。将两个或更多个接收波束进行组合, 以将期望频带处(例如, 二次谐波、立方基频或其他频带处) 的信息隔离。

[0066] 接收波束形成器 16 输出表示空间位置的波束求和数据。输出单个位置、沿着线的位置、面积的位置或体积的位置的数据。可以提供动态聚焦。该数据可以用于不同目的。例如, 针对 B 模式或组织数据执行与针对剪切波检测不同的扫描。备选地, B 模式数据还用于确定由剪切波引起的位移。

[0067] 处理器 18 是 B 模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关处理器、傅里叶变换处理器、专用集成电路、通用处理器、控制处理器、图像处理器、现场可编程门阵

列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、其组合、或者用于检测并处理来自波束形成超声样本的信息的其他现在已知或后续开发的设备。

[0068] 在一个实施例中,处理器 18 包括一个或多个检测器和分离的处理器。分离的处理器是控制处理器、通用处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、网络、服务器、处理器组、数据路径、其组合、或者用于确定位移并计算组织属性的其他现在已知或后续开发的设备。例如,分离的处理器执行图 1 所示的动作中的一个或多个的任何组合。处理器 18 由软件和 / 或硬件配置为执行所述动作。

[0069] 在一个实施例中,处理器 18 对作为来自接收波束形成器 16 的输出数据的函数的随时间的组织位移进行估计。将位移估计为表示作为时间的函数的位移的量值的曲线的简档或数据。位移简档可以通过以下操作而获得:在参考数据与在幅度和相位调制的推进式波形的传输期间获得的或与所述传输交织的数据之间进行相关,或者以其他方式确定在参考数据与在幅度和相位调制的推进式波形的传输期间获得的或与所述传输交织的数据之间的相似性水平。

[0070] 处理器 18 被配置为将组织随时间的位移变换至频域中。对位移数据应用傅里叶变换(诸如快速傅里叶变换)。

[0071] 处理器 18 被配置为计算作为组织随时间的位移的函数的剪切信息。例如,根据随时间的位移来计算剪切速度。位移量除以时间提供了速度。在一个实施例中,处理器 18 计算作为频率的函数或频率处的粘性。粘性是根据频域中的位移来计算的。变换后的位移用于确定作为频率的函数的粘性。频率处于与幅度和相位调制波形相关联的范围内。一个频率处的粘性、平均粘性或不同频率处的粘性是使用对剪切的表示在频域中计算的,但是备选地,可以在时域中计算。处理器 18 可以计算其他属性,诸如剪切模量。

[0072] 处理器 18 生成从粘弹属性映射的图像或显示值并将其输出至显示器 20。例如,确定剪切粘性、剪切模量或其他值。将属性的文本或数值指示显示给用户。可以显示粘性或其他属性随时间或频率的曲线图。在一个实施例中,处理器 18 将直线拟合至作为频率的函数的属性,并且,斜率被显示为值或者被图形化地显示。

[0073] 在附加或备选实施例中,显示作为位置的函数的剪切信息。剪切值的量值对表示组织区域的不同像素的颜色、色调、明亮度和 / 或其他显示特性进行调制。处理器 18 确定像素值(例如 RGB)或被转换为像素值的标量值。图像是作为标量或像素值而生成的。图像可以被输出至视频处理器、查找表、颜色图或者被直接输出至显示器 20。

[0074] 处理器 18 根据存储器 22 或另一存储器中存储的指令进行操作。这些指令通过被加载和 / 或执行,将处理器 18 配置用于操作。处理器 18 被编程为对活体内组织的粘弹属性进行测量。存储器 22 是非瞬时性计算机可读存储介质。在计算机可读存储介质或存储器(诸如,高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质)上提供用于实现这里讨论的过程、方法和 / 或技术的指令。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。图中图示或这里描述的功能、动作或任务是响应于存储在计算机可读存储介质中或计算机可读存储介质上的一个或多个指令集而执行的。所述功能、动作或任务与特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略无关,并可以由单独或组合地操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。在一个实施例中,这些指令存储在可移除介质设备上以供本地或

远程系统读取。在其他实施例中,这些指令存储在远程位置中以通过计算机网络或在电话线上传送。在另外其他实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0075] 显示器 20 是用于显示二维图像或三维表示的 CRT、LCD、投影仪、等离子体或其他显示器。显示器 20 显示表示剪切信息的一个或多个图像。该图像是区域的曲线图、数字、文本和 / 或二维表示。例如,将粘性值或作为频率的函数的粘性曲线图显示为图像。

[0076] 尽管以上已经参照各种实施例描述了本发明,但是应当理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行许多改变和修改。因此预期,以上详细的描述被视为示意性的而非限制性的,并且应当理解,下面的权利要求(包括所有等同物)预期限定本发明的精神和范围。

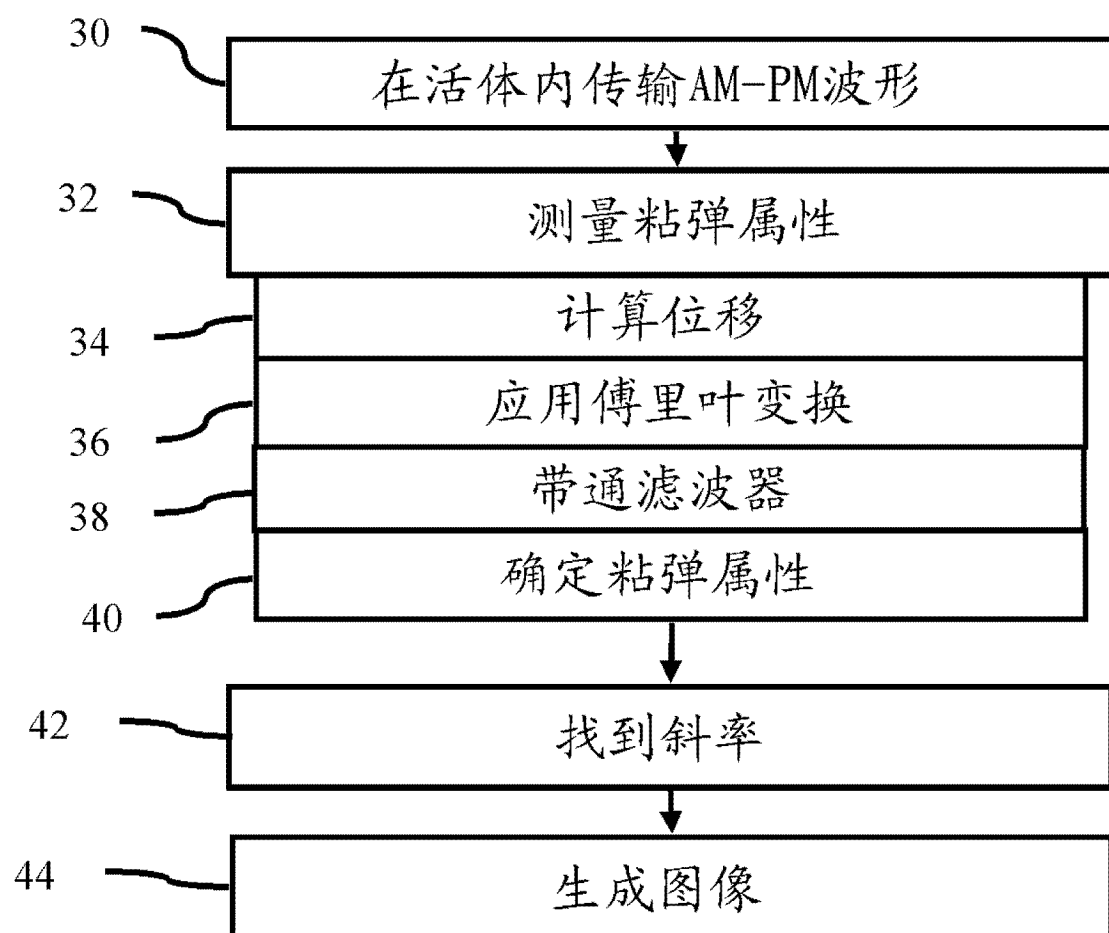


图 1

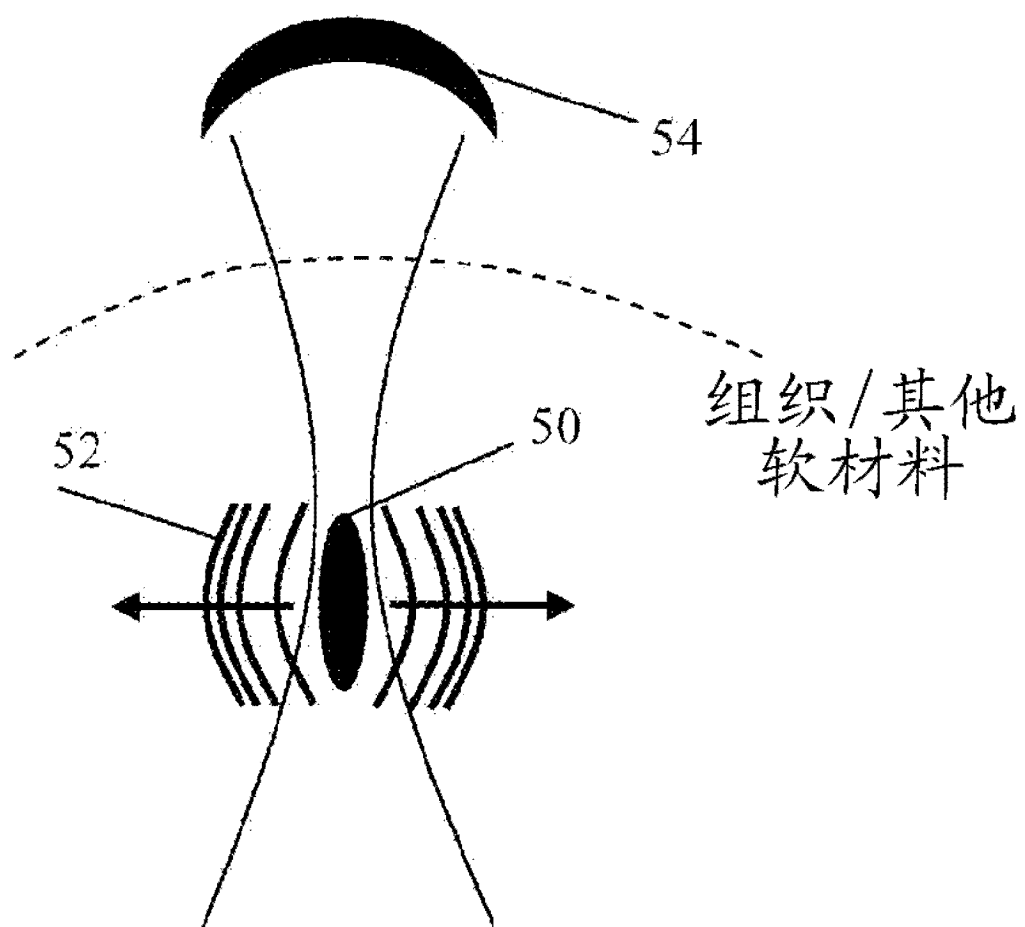


图 2

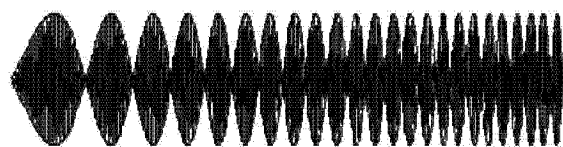


图 3

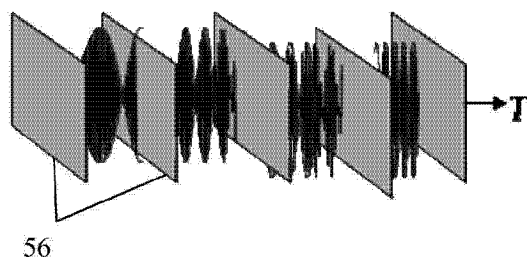


图 4

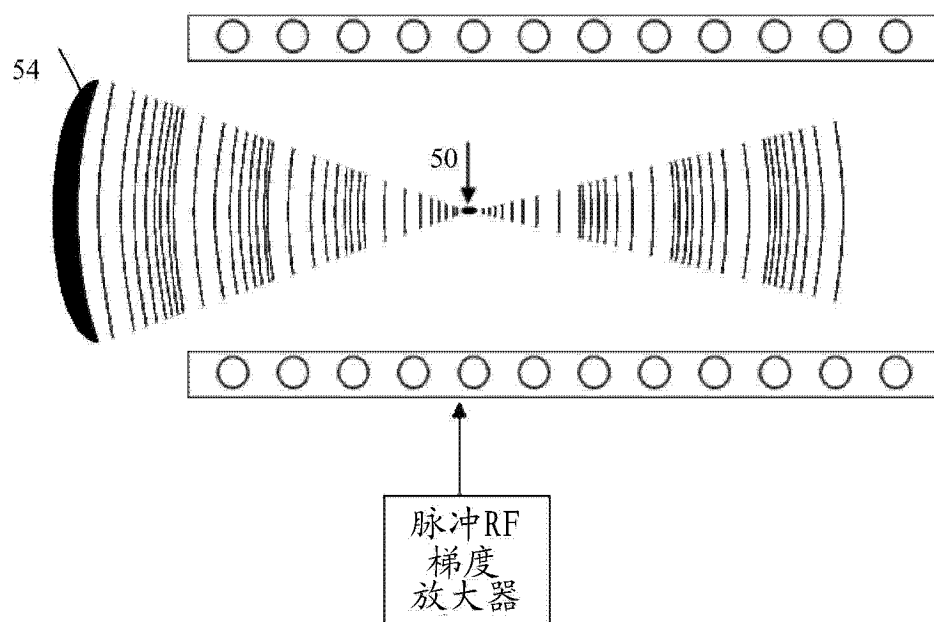


图 5

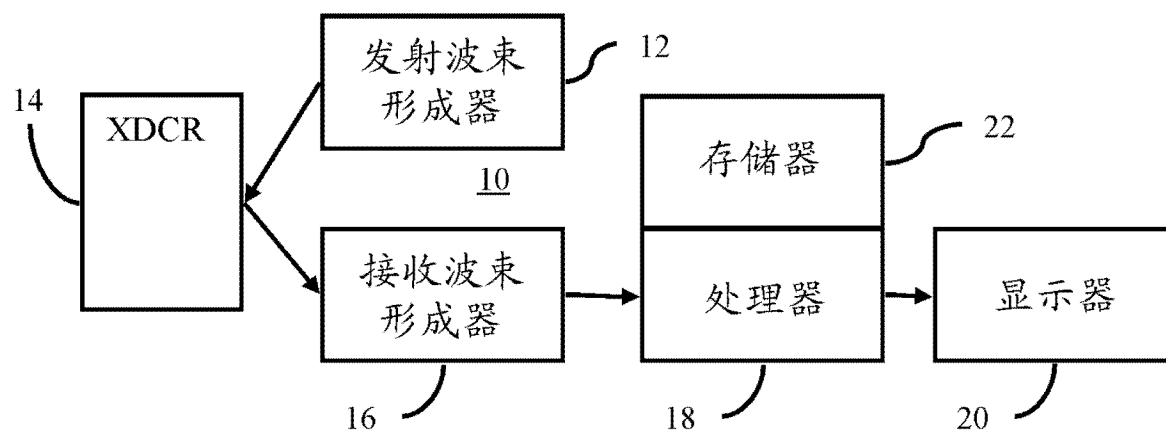


图 6

专利名称(译)	使用幅度-相位调制超声波的粘弹性测量		
公开(公告)号	CN102641137A	公开(公告)日	2012-08-22
申请号	CN201210036281.7	申请日	2012-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	C 马尔克 范列湘 K M 塞金斯 R 拉泽布尼克 J 本森		
发明人	C.马尔克 范列湘 K.M.塞金斯 R.拉泽布尼克 J.本森		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/055 A61B8/08 A61B8/5261		
代理人(译)	马永利 李家麟		
优先权	13/029369 2011-02-17 US		
其他公开文献	CN102641137B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及使用幅度-相位调制超声波的粘弹性测量。对活体中的组织的粘弹属性进行测量 (32)。为了收集更多信息和/或估计粘性、剪切模量和/或其他剪切特性，将幅度和相位调制波形传输 (30) 至组织。由波形引起的随时间的位移包括与对不同频率的响应相关联的位移。通过检查频域中的位移，可以针对不同频率计算 (40) 一个或多个粘弹属性。频率响应可以指示组织的健康状况。

